

**Amplituden und Latenzen evozierter Hirnpotentiale
nach elektrischer Zungenreizung beim Menschen
in Abhängigkeit von der Ableiteposition**

von

GERD KOBAL

aus Gladbeck

1973

1974 № 8

Aus dem I. Physiologischen Institut der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Prof. Dr. W.D. Keidel

AMPLITUDEN UND LATENZEN EVOZIERTER HIRNPOTENTIALE NACH ELEKTRISCHER
ZUNGENREIZUNG BEIM MENSCHEN IN ABHÄNGIGKEIT VON DER ABLEITEPOSITION

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

Vorgelegt
von

Gerd Kobal
aus Gladbeck

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Prof. Dr. L. Demling
Referent: Prof. Dr. K.-H. Plattig
Korreferent: Prof. Dr. W.-D. Keidel

Tag der mündlichen Prüfung: 19. Dezember 1973

I n h a l t

	Seite
I. Einleitung	1
II. Fragestellung	3
III. Methode	4
a) Reizung der Zunge mit Rechteckimpulsen	4
b) Registrierung des Elektroencephalogramms (EEG)	8
c) Position der EEG-Elektroden	9
d) Auswertung des registrierten Elektroencephalogramms	10
e) Versuchspersonen und Versuchsbedingungen	16
IV. Ergebnisse	18
a) Verhalten der Potentialamplituden	20
b) Verhalten der Latenzzeiten	26
V. Diskussion	28
VI. Anhang: Großrechnerprogramme in ALGOL	32
a) Programm für den Student's t-Test für verbundene Stichproben	32
b) Programm für die Berechnung eines Mittelwertes mit einer Fehlerrechnung	38
c) Programm für die Berechnung einer Ausgleichs- geraden durch n Punkte mit Bestimmung des Produkt- Moment-Korrelationskoeffizienten r nach Bravais und Pearson	42
VII. Zusammenfassung	48
VIII. Literatur	49

I. Einleitung

Die moderne Computertechnologie hat zunehmend die objektive Auswertung von EEG-Ableitungen nach sensorischen Reizen ermöglicht. Bekannte Beispiele sind die aus dem EEG gemittelten reizsynchronen evozierten Potentiale (Dawson 1947, 1951, 1954, Keidel 1965, Keidel et al. 1963, 1965 a-c, Spreng und Keidel 1962, Spreng 1963), die sogenannten Erwartungs- und Bereitschaftspotentiale (G. Walter 1964 a+b, G. Walter et al. 1964, 1967, Keidel 1965, Kornhuber et al. 1964, 1965), sowie die Gleichspannungsverschiebungen (Keidel et al. 1969 a+b, S. David et al. 1969, Deecke et al. 1968).

Das große Interesse an auch klinisch wichtigen, möglichen Anwendungen dieser Potentiale hat erhebliche Spekulationen mit großen Meinungsdivergenzen ausgelöst, wo und wie diese extracranial von der intakten Schädeloberfläche einer wachen oder schlafenden Versuchsperson ableitbaren Reizantworten entstehen. Bickford et al. (1964) konnten nachweisen, daß insbesondere die frühen Komponenten dieser Potentiale mit Latenzzeiten unterhalb von 30 ms von Biopotentialen der Schädel- und Halsmuskulatur so überlagert sein können, daß die eigentlichen Reizantworten in diesen "Störpotentialen" verschwinden. Nach Auffassung von Bickford und Mitarbeitern und nach umfangreichen Untersuchungen von Davis et al. (1966), Keidel (1963, 1965), Spreng (1963) und Spreng und Keidel (1962) und zahlreichen anderen sollen insbesondere die sogenannten späten Komponenten der evozierten Potentiale mit Latenzen oberhalb von 30 ms und Spitzenauslenkung bei etwa 100 - 300 ms nach Reizeinsatz sicherlich in den Strukturen des Zentralnervensystems ihren Ursprung haben und als Aktivitäten hauptsächlich der Hirnrinde Aufschluß über psychische

Vorgänge zu geben erlauben. Schon einige Jahre vor diesen Bickford'schen Befunden hatten ja 1962 K e i d e l und Mitarbeiter nachgewiesen, daß in eben diesen späten Komponenten des akustisch evozierten Potentials eine als Potenzfunktion gemäß den Stevens'schen psychophysischen Befunden (1946, 1960, 1961) verschlüsselte Repräsentation der auslösenden Reizintensitäten gesehen werden kann.

Die meisten Untersucher der evozierten Potentiale beschränkten sich auf die Hauptsinne des Menschen Gehör und Gesicht; und es existiert heute eine sehr umfangreiche Literatur, die verschiedene Aspekte der auditorisch oder visuell evozierten Potentiale behandelt. In der Arbeitsgruppe von W.D. K e i d e l in Erlangen wurde es aber schon seit 1965 auf Anregung des Institutsvorstandes hin unternommen, auch die übrigen Sinneskanäle der Untersuchung mittels evozierter Potentiale zugänglich zu machen. Es waren dies - neben Gehör und Gesicht - insbesondere der som-aesthetische Sinn (Druck- und Vibrationsempfindung) und die chemischen Sinne Geruch und Geschmack. Bei den chemischen Sinnen konnte F i n k e n z e l l e r (1966) mit adäquater Reizung evozierte Geruchspotentiale aus dem EEG mitteln, und beim Geschmack haben P l a t t i g und J a u h i a i n e n (1966) erstmals mittels inadäquater elektrischer Reizung der Zunge evozierte Hirnpotentiale gewonnen, die nur dann auftraten, wenn gleichzeitig eine subjektive Geschmacksempfindung angegeben werden konnte.

II. Fragestellung

Im Hinblick auf die Frage, ob bei dieser elektrischen Reizung der Zunge rein gustatorische oder - wie an sich zu erwarten - neben den gustatorischen auch somaesthetische Reizantworten in den Mittelungsergebnissen des EEG differenziert werden können, wurde in der vorliegenden Arbeit versucht, durch Vergleich der an verschiedenen Stellen der Schädeloberfläche abgeleiteten reizsynchronen Potentiale Aussagen auch über die zugrundeliegenden Sinnesmodalitäten zu gewinnen.

Da bei der elektrischen Reizung der Zunge mit Rechteckimpulsen die unmittelbar auf den Reiz folgenden ersten 40 bis 60 ms von Reizartefakten überdeckt werden, ist es bei dieser Reizungsart eine Notwendigkeit, die Untersuchung auf die späteren Komponenten der Reizantworten zu beschränken.

III. Methode

a) Reizung der Zunge mit Rechteckimpulsen

Rechteckimpulse wurden als Reizform gewählt, da die exakte zeitliche Bestimmungsmöglichkeit von Beginn und Dauer, sowie gleichbleibende Intensität über die gesamte Impulsdauer beste Reproduzierbarkeit garantiert. Eine präzise Festlegung des Beginns ist außerdem für die Computer-Auswertung unerlässlich.

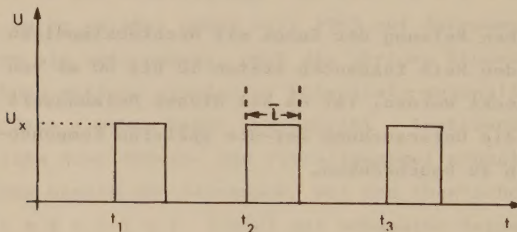


Abb. 1: Diagramm zur Veranschaulichung der Reizparameter.
Näheres siehe Text.

Abb. 1 zeigt, welche veränderlichen Reizparameter beim Versuchsaufbau zu berücksichtigen sind:

1.) Die Amplitude U_x der Rechteckimpulse als elektrische Spannung

2.) Die Einzelimpulsdauer τ

3.) Die Salvendauer $T = t_n + \tau - t_1$

4.) Die Frequenz $f = \frac{n}{t_n - t_1}$

Abb. 2 zeigt blockschematisch die Realisierung der gestellten Anforderungen, wobei bis auf die Verwendung einer anderen Zungenelektrode die von P l a t t i g (1969 a+b), P l a t t i g et al. (1967) beschriebene Reizeinrichtung benutzt wurde. Dabei wurde ein initialer Impuls über einen Handtastenschalter von einem Rechteckimpulsgenerator (S p r e n g 1964) mit gleichzeitiger Zählung abgegeben, dessen negative Flanke sowohl einen weiteren Impulsgenerator, als auch - nach Zwischenspeicherung auf einem frequenzmodulierten Bandspeichergerät Telefunken MAS 24 - einen Mittelwertbildner triggerte. Der Impulsgenerator, ein Funktionengenerator Exact 255, ermöglichte die Einstellung der gewünschten Frequenzen und durch einen internen Sägezahn-generator eine zeitliche Begrenzung der Salvendauer. Die so bezüglich des Beginns t_1 , der Frequenz f und der Salvendauer T definierten Impulse wurden als Triggersignale für ein weiteres Reizgerät verwendet, mit dessen Hilfe noch die Spannung U_x und die Einzelimpulsdauer τ festgelegt werden konnten.

Bei unmittelbarer Überleitung dieser Rechtecksalven auf die Zunge der Versuchsperson bereitete die EEG-Registrierung Schwierigkeiten: die im Verhältnis zu den zu registrierenden Hirnpotentialen hohen Reizintensitäten - im von uns verwendeten Intensitätsbereich unterschieden sich diese beiden Spannungen etwa um den Faktor 10^4 - bewirkten an den benutzten Wechselspannungsvorverstärkern Tektronix 122 eine rasche Kondensatoraufladung, die sich anschließend entsprechend der Zeitkonstanten entlud. Während dieser Ladungs- und Entladungsvorgänge ist eine Registrierung des Elektroencephalogramms und eine Mittelung evozierter Potentiale nicht möglich, da der Intensitätsbereich des Verstärkers überschritten wird.

Um dies zu vermeiden, wurde hinter den Ausgang des letzten Reizgerätes ein Reiztransformator geschaltet, über dessen Mittelabgriff eine Symmetrierung der Rechteckimpulse in annähernd gleich große

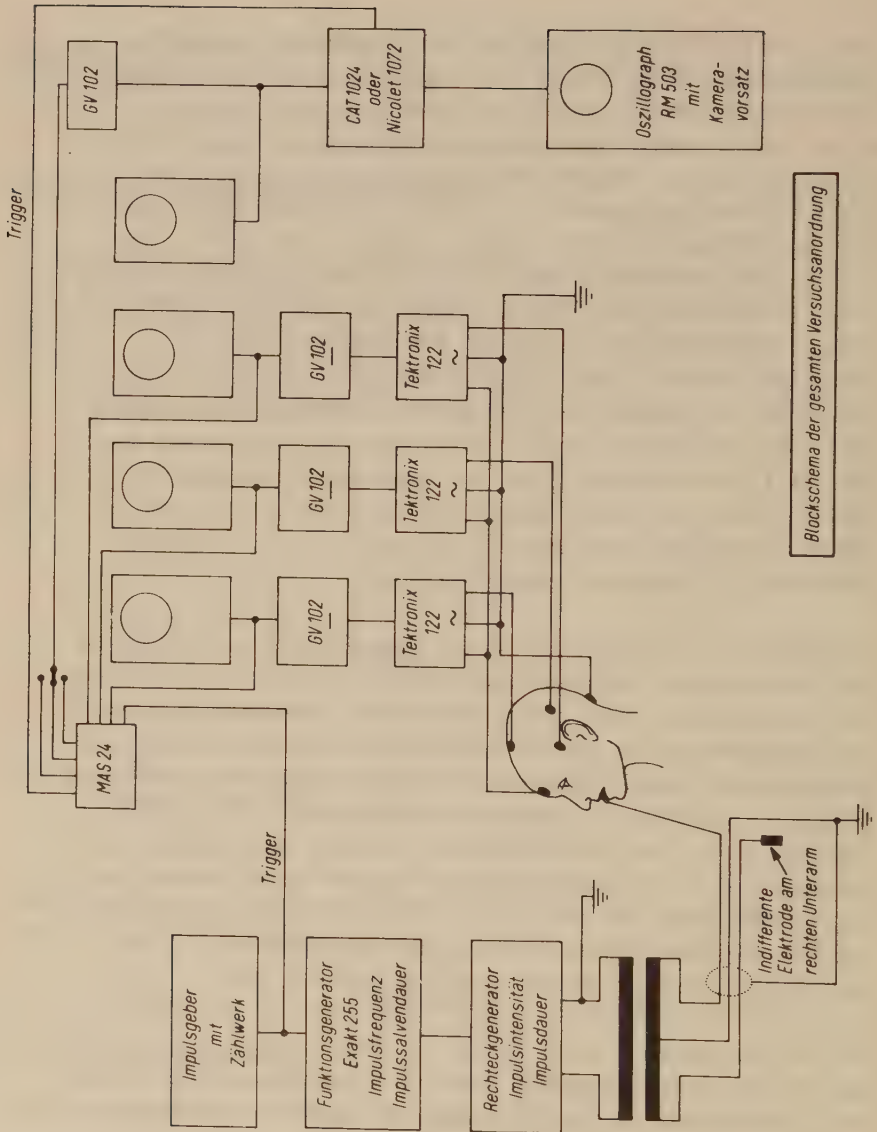


Abb. 2: Blockschema des Versuchsaufbaus. Näheres siehe Text.

positive und negative Spannungsanteile gelang. Neuerdings wird dieses Problem mit einem für diesen Zweck konstruierten Geschmacks-Elektrostimulator gelöst (P l a t t i g , in Vorbereitung), der gleichzeitig positive und negative Impulse erzeugt. Eine Verzerrung der Impulsform als Abschrägung des Rechteckdaches mußte in Kauf genommen werden; sie betrug knapp 10 % der vollen Amplitude. Über abgeschirmte Kabel wurden die Reize in eine elektrisch und akustisch abgeschirmte Kammer geleitet, in der die Versuchsperson (Vp) in entspannter Haltung gelagert war. Nach Intensitätsfeineinstellung mittels eines Attenuators (LF-Attenuator, Radiometer Copenhagen) wurden die Reizsalven auf die Zunge der Versuchsperson gegeben, und zwar über 70 mm² große, in geschmackloses Paladur eingelassene Silberelektroden. Als Gegenpol diente eine 3,5 x 5 cm große, aus Silberblech bestehende EKG-Elektrode, die der Haut des rechten Unterarms über einem mit physiologischer Kochsalzlösung getränktem Mulläppchen anlag. Die Zungenelektrode wurde üblicherweise von der Versuchsperson an den vorderen oberen Zungenrand gehalten.

Zum besseren Vergleich mit früher gewonnenen Ergebnissen wurde ein Standardreiz mit folgender Charakteristik definiert:

- 1.) Amplitude, die als einziger Reizparameter in dieser Studie variiert wurde,
- 2.) Frequenz $f = 200 \text{ Hz}$,
- 3.) Einzelimpulsdauer $\tau = 2 \text{ ms}$,
- 4.) Salvendauer $T = 22 \text{ ms}$,
- 5.) Anzahl der Einzelimpulse pro Reizsalve $n = 5$.

b) Registrierung des Elektroencephalogramms (EEG)

Zur Aufnahme des EEGs dienten silberchlorierte Silberelektroden in Form kleiner, runder Scheibchen mit einer Auflagefläche von $1,37 \text{ cm}^2$ (Siemens)*). Der elektrische Kontakt mit der Haut des Schädels wurde durch eine dünne Schicht Beckmann-Offner Paste herbeigeführt. Die Elektroden wurden mit 4 %igem Kollodium angeklebt, das mit einer Spritze ohne Kanüle über den Rand der Elektrode geträufelt wurde, wodurch nach kurzem Trocknen ein guter Kontakt garantiert war (Übergangswiderstand $30 \text{ k}\Omega$).

Über kurze, abgeschirmte Kabel wurden die so aufgenommenen Potentialschwankungen jeweils einer bipolaren Ableitung den beiden Eingängen eines Differenzverstärkers (Tektronix Low-Level Preamplifier Type 122) zugeführt, dessen Frequenzbereich auf 0,2 kHz bis 1 kHz und dessen Verstärkung auf 100- oder 1000fach über die ganze Versuchsreihe konstant festgelegt war. Nachverstärkt wurde mit einem Operationsverstärker $\mu\text{A} 709$, dessen Verschaltung in Abb. 3 zu sehen ist. Das insgesamt 10 000- bis 15 000fach verstärkte EEG wurde auf einem frequenzmodulierten Vierkanal-Bandspeichergerät vom Typ MAS 24 (Telefunken) zwischengespeichert. Vom Band konnten reizsynchrone EEG-Abschnitte nach nochmaliger geringer Verstärkung wiederholt dem Mittelwertsbildner zugeführt werden, wobei teils ein CAT 1024 (TMC), teils ein Nicolet 1072 verwendet wurden. Dabei war der Beginn des zeitlichen EEG-Abschnittes definiert durch den Triggerimpuls zum Zeitpunkt t_1 und das Ende durch eine interne Begrenzung der Analysendauer im jeweiligen Rechner. Die beschriebene Verstärker- und Speicherkette war so gepolt, daß ein negatives Potential unter der differentiellen Ableitelektrode auf dem Ausgabeoszillographen RM 503 des Mittelwertbildners einen Ausschlag nach oben ergab.

*) Herrn Dr. H. K r e s s e , Fa. Siemens, Erlangen UB Med.,
gebührt unser aufrichtiger Dank für instrumentelle Unterstützung.

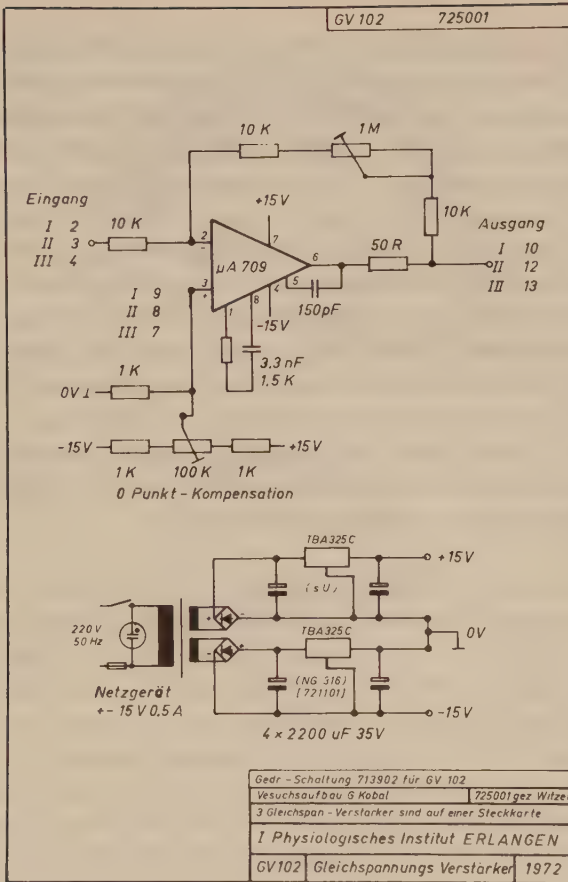


Abb. 3: Schaltbild des verwendeten Gleichspannungsverstärkers.
Zeichen entsprechend DIN 40700 und folgende.

c) Position der EEG-Elektroden

Bei den vorgenommenen bipolaren Ableitungen diene eine an der zu den differentiellen Elektroden kontralateralen Stirnhälfte (s. Abb. 4) gelegene Ableitungsposition als Bezugselektrode. Elektrische Arte-

fakte im EEG, hervorgerufen durch Potentiale des M. orbicularis oculi und des M. levator palpebrae, sowie der den Augapfel bewegenden Muskeln, konnten durch Beobachtung des Elektroencephalogramms am Oszillographen erkannt werden, da ihre Amplituden etwa in der Größenordnung von 100 - 200 μ V gelegen sind. Nach einem Vorschlag von E i s e n g a r t und S y m m e s (1971) zur Vermeidung dieser Artefakte wurden die Versuchspersonen gebeten, während des Versuchs einen bestimmten Punkt in der erleuchteten Kammer zu fixieren. In unseren Untersuchungen konnten Störungen durch Augenbewegungen nicht beobachtet werden, zumal eine Synchronisation mit den angebotenen Reizen unwahrscheinlich war. Daß unter der Bezugselektrode ebenfalls Potentiale (s. Abb. 7) zu registrieren sind, mußte jedoch als Störfaktor in Kauf genommen werden, damit die Ergebnisse mit früheren, unter eben denselben Ableitebedingungen gewonnen, vergleichbar sind.

Die Lage der differenten Ableiteelektrode A, drei Querfinger über und zwei Querfinger vor dem linken Gehörgang, entsprach dem von P l a t t i g (1969, 1971), P l a t t i g et al. (1972) beschriebenen Verfahren; Position B, am Vertex, sollte einen Vergleich mit akustisch evozierten Potentialen ermöglichen und die Position C eine mehr parietale Ableitung ergeben. Position A liegt somit etwa in der Mitte zwischen C₃ und T₃ der internationalen 10/20 Klassifikation (J a s p e r 1958). Position B entspricht C_z, und Position C liegt knapp vor und unterhalb von P₃.

d) Auswertung des registrierten Elektroencephalogramms

Die gemäß Abschnitt b verstärkten Spannungs-Zeit-Kurven der an der Oberfläche des intakten Schädels gemessenen Hirnpotentiale wurden zur Aufaddition der evozierten Potentiale einem Mittelwertsbildner, in unserem Falle hauptsächlich einem CAT 1024 (Computer of Average

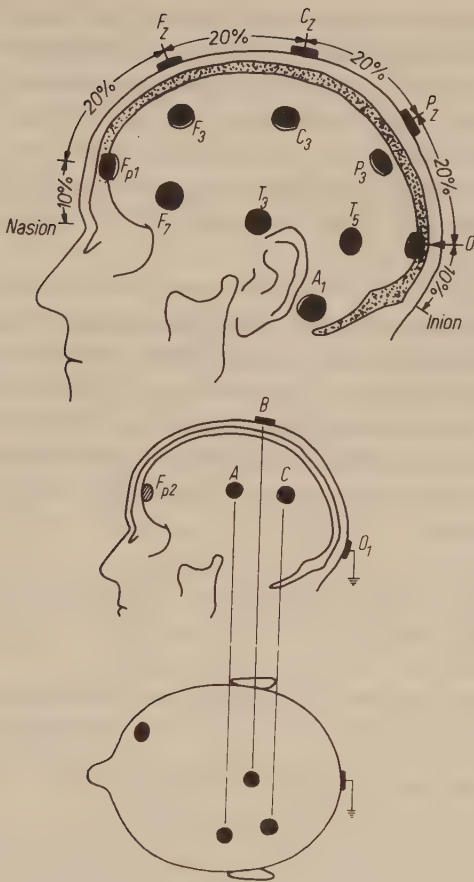


Abb. 4: Schematische Darstellung der Elektrodenpositionen A, B und C im Vergleich zur internationalen 10/20 Klassifikation nach J a s p e r (oberes Bild).

Transients, Technical Measurement Corporation), später auch einem Nicolet 1072 zugeleitet. Diese Geräte, mit festverdrahteten Programmen versehene kleine Laborrechner, werden zum Zeitpunkt t_1

durch das Triggersignal gestartet und wandeln die den Eingängen in einer zeitlichen Folge zugeführten Spannungsschwankungen einer auswählbaren Dauer in 1024 digitale Spannungswerte um, die in ebensoviele Adressen gespeichert werden, so daß bei mehreren aufeinanderfolgenden Reizungen der Geschmacksrezeptoren der i -te Spannungswert des Elektroencephalogramms zum Zeitpunkt t_i immer derselben Adresse zugeordnet wird ($1 \leq i \leq 1024$).

Je nach Programmwahl kann man den aufgenommenen Spannungswert beispielsweise zu dem schon vorhandenen Adresseninhalt addieren oder auch von diesem subtrahieren; darüber hinaus vermögen die erwähnten Rechner selbst oder mit Zusatzgeräten weitere Funktionen auszuüben, z.B. zu integrieren und zu korrelieren. Rein zufällige Schwankungen werden bei der additiven Mittelung ein mehr oder weniger gleichmäßiges Rauschband ergeben, dessen Breite mit den Mittelungsschritten nach

$$\sqrt{\sum_{K=1}^n L_K^2} = \sqrt{L_1^2 + L_2^2 + L_3^2 + \dots + L_n^2} = L \cdot \sqrt{n}$$

(L = Momentanamplitude des EEGs, n = Anzahl der Mittelungsschritte)

zusammenhängt. Ist nun aber im Rauschen des EEGs eine zu einem bestimmten Zeitpunkt immer vorhandene Schwankung (Dawson 1951, 1954, Keidel et al. 1963, Spreng et al. 1962, Plattig 1969, Finkenzeller 1966, 1967, 1969, David et al. 1966, 1967 a+b, 1969 a+b, 1971, Kallert et al. 1969) gleichgerichteter Amplitude vorhanden, dann ergibt sich ein anderer Zusammenhang mit den Mittelungsschritten:

$$\sum_{K=1}^n S_K = S_1 + S_2 + S_3 + \dots + S_n = S \cdot n,$$

d.h., daß im Gegensatz zur Amplitude des Rauschens, die mit der Wurzel aus der Anzahl der Mittelungen zunimmt, gleichgerichtete

nicht zufällige Schwankungen direkt mit der Anzahl der Mittelungsschritte wachsen. Für das Signal-Rausch-Verhältnis ergibt sich dann folgende Beziehung:

$$\frac{S_n}{L_n} = \frac{n \cdot S}{\sqrt{n} \cdot L} = \frac{S}{L} \cdot \sqrt{n}.$$

Zur Mittelung eines evozierten Potentials wurde es in den meisten Fällen notwendig, eine Auswahl der zur Mittelung zugelassenen EEG-Abschnitte zu treffen, da eine ganz erhebliche Verfälschung der Potentiale selbst durch einmalige Bewegungsartefakte verursacht werden kann. In den meisten Fällen stand lediglich die optische Kontrolle des EEGs durch den Versuchsleiter als Kontrollmethode zur Verfügung. Dabei wurden in einem ersten Durchlauf der Auswertung Amplitudenschwankungen, die größer als $\pm 150 - 200 \mu V$ waren, von der Auswertung ausgeschlossen. Außerdem wurde bereits der Reizzeitpunkt durch Beobachtung des EEG-Verlaufes weitgehend in "ruhige" Phasen verlegt, so daß auf die Festlegung eines bestimmten Prozentsatzes von auswertbaren EEG-Abschnitten verzichtet werden konnte, dessen Unterschreitung die Verwerfung der gesamten Versuchsreihe bewirkt hätte.

Ein auf diese Weise gewonnenes, evoziertes Potential (s. Abb. 5) wurde dann zunächst in einzelne Komponenten aufgeteilt und diese prädiert, so daß die nach oben gerichteten negativen Schwankungen die Bezeichnung N mit fortlaufenden Indizes erhielten, die nach unten gerichteten positiven die Bezeichnung P. Der Vorgang des Ausmessens wurde nun so normiert, daß eine Waagerechte z.B. sowohl durch den Punkt N_2 als auch durch den Punkt P_3 gelegt wurde: der Abstand zwischen den Parallelen wurde in μV ausgedrückt und mit " $N_2 - P_3$ " bezeichnet. Bei den anderen Punkten wurde analog verfahren. Außerdem wurde die Latenzzeit der einzelnen Potentiale in ms ausgemessen.

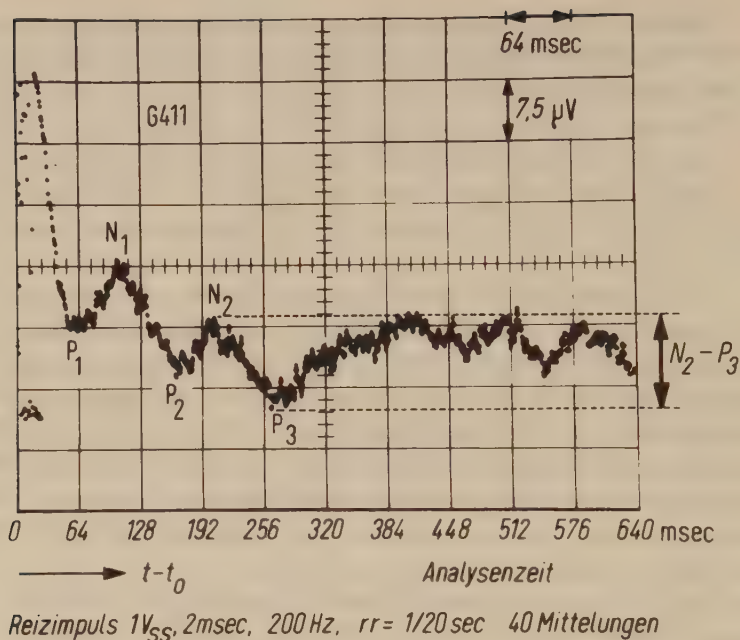


Abb. 5: Gustatorisches, evoziertes Potential mit den Bezeichnungen einzelner Potentialanteile. Am Beispiel von N_2 und P_3 wird die Auswertung der Potentialamplituden demonstriert. Näheres siehe Text.

Zu jedem Potential lag daher als Informationswert vor: die Amplitude der Spannungsschwankung (in μV), der Zeitpunkt ihres Auftretens (in ms nach Reizbeginn), der Ort auf dem Schädel und die auslösende Reizintensität (in dB bezogen auf $6 V_{ss} = 0$ dB). Potentialanteile gleicher oder korrelierender Latenzzeiten, jedoch unterschiedlicher Lokalisation sollten nun verglichen werden, um eventuell vorhandene Unterschiede bezüglich der Potentialamplituden festzustellen.

Mit Hilfe des t-Testes nach Student für verbundene Stichproben^{*)} wurde nun ermittelt, ob auf dem 1 %- oder 5 %-Niveau die Nullhypothese, nach der kein Unterschied zwischen den verglichenen Potentialamplituden bestehen müßte, abzulehnen sei. Für jeden Meßwert wurde daher der Vergleich mit zwei weiteren angestellt, so daß insgesamt 12 Vergleichsergebnisse resultierten (s. Anhang 1). Für einen Vergleich wurden nur Meßwerte gleicher Reizintensitäten zugelassen. Die Tatsache, daß mit zunehmender Entfernung vom "corticalen Generator", der für die extracranial gemessenen Potentiale verantwortlich ist, eine Abnahme der Potentialamplituden zu verzeichnen ist, wie es von Geisler und Gerstein (1961) durch das Dipol-Modell und von Shaw und Roth (1955) im Sinne eines elektrischen Feldes theoretisch untersucht worden ist, führt zu folgenden Überlegungen.

Zugrunde liegen die Beziehungen 1 und 2:

$$\bigwedge_x (x = k \cdot R^n) \quad (1)$$

wobei x $\nless$ Amplitude des evozierten Potentials

R $\nless$ Reizintensität

k, n $\nless$ Konstante und Exponent gemäß der Stevens'schen Potenzfunktion

$\bigwedge$ $\nless$ Allquantor (Allzeichen oder Generalisator),

und im einfachsten Falle zwischen Potentialen verschiedener Lokalisation:

$$\bigwedge_x (x_b = u \cdot x_a) \quad \text{wenn } u < 1 \quad (2)$$

x_a $\nless$ Potentialgröße am Punctum maximum

x_b $\nless$ Potentialgröße am Ort b

u $\nless$ Konstante, die die Amplitudenabnahme charakterisiert.

^{*)} Die Auswahl des Testes erfolgte auf Vorschlag von Dr. C.C. Brown vom Mathematischen Institut der Universität Erlangen-Nürnberg.

In 2 ist die Konstante u wahrscheinlich im Sinne einer e -Funktion zu deuten, doch müßte für eine exakte experimentelle Nachprüfung eine Taylorentwicklung durchgeführt werden.

Mittels arithmetischer Umformung erhält man aus 1 und 2:

$$x_a - x_b = d \quad (3)$$

$$x_a - x_b = k \cdot R^n - u \cdot k \cdot R^n \quad (4)$$

$$d = (1 - u) \cdot k \cdot R^n \quad (5),$$

d.h., die Differenz nimmt mit steigender Reizstärke zu, wenn der Abfall der Potentialamplitude lediglich aus physikalischen Ursachen erfolgt. Signifikante Unterschiede zwischen den Lokalisationen der Ableitelektroden sind also am ehesten bei möglichst großen Reizintensitäten zu erwarten.

Die experimentell nachzuprüfende Behauptung lautet also:

$$\text{Wenn } \bigwedge_x (x = k \cdot R^n) \text{ und } \bigwedge_x (x_b = u \cdot x_a), \text{ dann} \\ \bigwedge_x [x_a - x_b = (1 - u) \cdot k \cdot R^n] \quad (6).$$

Ferner wurden noch die Mittelwerte der Meßwerte im Zusammenhang mit einer Fehlerrechnung (s. Anhang 2) errechnet.

e) Versuchspersonen und Versuchsbedingungen

Für die Versuche stellten sich insgesamt 11 Studierende der Medizin und der Psychologie in subjektiv guter Gesundheit als Versuchspersonen zur Verfügung; davon waren fünf weiblichen (Alter 20 bis 24 Jahre) und sechs männlichen (Alter 21 bis 26 Jahre) Geschlechts.

Mit den Versuchsvorbereitungen wurde in der Regel gegen 10 Uhr begonnen. Sie bestanden aus dem Ankleben der Elektroden und der Geschmackstestung mit standardisierten Geschmackslösungen, wobei Tropfen der betreffenden Lösung auf den Zungenrand der Versuchsperson gebracht wurden.

Auf die etwa 45 Minuten dauernde Vorbereitungszeit folgten die insgesamt etwa 90 Minuten dauernden Versuchsreihen mit dazwischen gelegenen kleineren Erholungspausen. Dabei saßen die Versuchspersonen bequem auf einem Sessel in einer elektrisch und akustisch abgeschirmten Kammer mit Frischluftzufuhr über einen Ventilator; sie sollten einen bestimmten Punkt in der Kammer fixieren. Außerdem wurden sie aufgefordert, vor den Versuchen weder zu rauchen, noch scharf schmeckende Speisen oder Getränke zu sich zu nehmen. Während einer Sitzung wurden mehrere Versuchsreihen durchgeführt, in denen unregelmäßig (s.o.S. 13) in einem mittleren Zeitabstand von etwa 15 Sekunden in der Regel 70 Reize auf die Zunge der Versuchsperson gegeben wurden.

Bei Versuchswiederholungen wurde ein Trainingseffekt beobachtet: 1. beruhigte sich der EEG-Verlauf insgesamt gegenüber den Erstversuchen, so daß eine geringere Anzahl von EEG-Abschnitten verworfen werden mußte, 2. wurden die Geschmacksqualitäten leichter erkannt und 3. wurden die Reize über die ganze Versuchsreihe hin gleichmäßiger empfunden. Über den Versuchsaufbau und die Meßmethoden sowie Kriterien positiver Ergebnisse waren die Versuchspersonen weitgehend unaufgeklärt; es wurden lediglich die Funktionsweise der aufgeklebten Elektroden und der Zungenelektrode in kurzen Worten erläutert.

IV. Ergebnisse *)

Um auszuschließen, daß die gemittelten Potentiale allein durch eine Trigeminusreizung hervorgerufen würden, haben wir ähnlich den Kontrollversuchen von P l a t t i g (1969) das Lippenrot der kontralateralen Seite der Oberlippe zu den differenten Ableiteelektroden mit einer Intensität von $-8,6 \text{ dB} = 2 \text{ V}_{\text{ss}}$ gereizt. In Abb. 6 ist das Ergebnis der Mittelung nach 30 Additionsschritten dargestellt. P l a t t i g (1969) zeigte, daß auch am

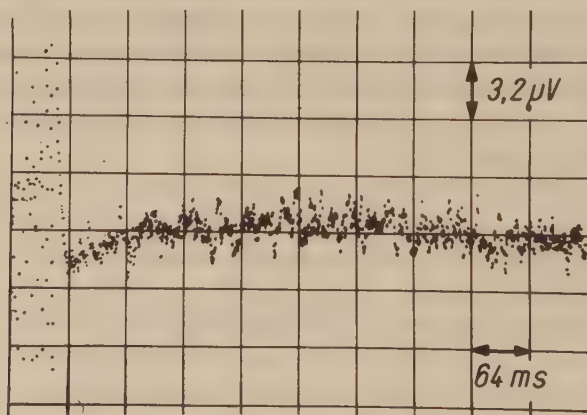


Abb. 6: Reizung der zu den Ableiteelektroden kontralateralen Oberlippe. 30 Mittelungen, Position A, Reizintensität 2 V_{ss} , Standardreiz. Bei dieser Reizlokalisation kann kein evoziertes Potential gewonnen werden.

*) Ein Teil der Ergebnisse wurde auf der 40. Tagung der Deutschen Physiologischen Gesellschaft in Düsseldorf (7. - 11.9.1972) vorgetragen (s. Literaturverzeichnis Nr.37).

Zungenrücken und am Gaumen, sowie bei Anaesthesie mit Tetracain keine Potentiale auslösbar waren. Ein weiteres wichtiges Kriterium für gustatorische Potentiale war die gleichzeitige Geschmacksempfindung. Bei Versuchspersonen, die aus irgendwelchen Gründen - z.B. wegen eines akuten Infektes im Nasen-Rachen-Raum - nichts schmeckten, konnten auch keine Potentiale registriert werden (s.o. Versuchsbedingungen).

Weiterhin wurde untersucht, ob unter der als Bezugselektrode dienenden Stirnelektrode ebenfalls Potentiale registrierbar sind. Abb. 7 zeigt eine Ableitung gegen eine indifferente Elektrode am Ohr läppchen. Das Vorhandensein von Potentialen an dieser Position war eines der stärksten Gegenargumente gegen diese Platzierung der Bezugselektrode, da daraus für alle Ableitungen eine Verminderung der resultierenden Potentialamplituden erwuchs. Aus Gründen der Standardisierung und der Vergleichbarkeit mit früheren Ergebnissen wurde diese Position für die "indifferente" Bezugselektrode gewählt (s. Elektrodenposition S.3).

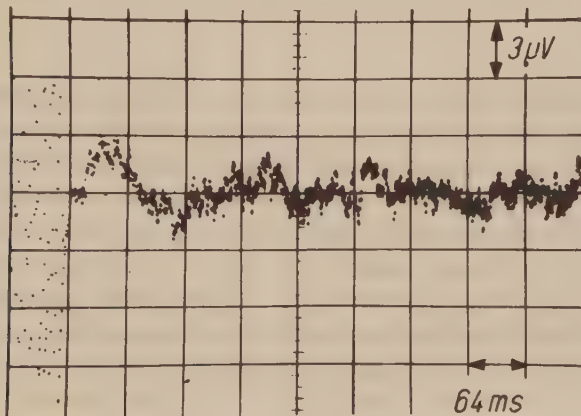


Abb. 7: Evoziertes Potential unter der Stirnelektrode; Gegenelektrode am Ohr läppchen. 30 Mittelungen, Reizstärke $3 V_{SS}$, Standardreiz. Es findet sich ein Potential auch unter der Bezugselektrode. Näheres siehe Text.

a) Verhalten der Potentialamplituden

Im Hauptteil der Untersuchung wurden bei den 11 Versuchspersonen insgesamt 334 einzelne Potentiale abgeleitet und gemittelt, von denen somit etwa 100 jeweils auf die drei verschiedenen Ableitepositionen entfielen. Das von P l a t t i g beschriebene Fehlen eines Unterschiedes der Potentiale bei ipsi- und kontralateraler Lage der Zungenelektrode zu den differenten Ableiteelektroden konnte bis auf das 5 %-Niveau hinab mittels des t-Testes bestätigt werden.

Bei den verschiedenen Reizintensitäten ergaben sich interessante Unterschiede zwischen den einzelnen Ableitepositionen. Entgegen der anfänglichen Arbeitshypothese, daß alle Potentialanteile an einer Ableiteposition ihr gemeinsames Maximum haben, um dann gemäß der im vorigen Kapitel (S. 15) geschilderten Vorstellung an den anderen Positionen eine Amplitudenabnahme zu verzeichnen, die wahrscheinlich im Sinne einer e-Funktion verläuft, wurde gefunden, daß die einzelnen Potentialkomponenten sich bezüglich ihrer Amplitudenmaxima hinsichtlich der Elektrodenposition unterschiedlich verhalten.

Es zeigte sich schon in den Vorversuchen trotz geringer Versuchszahl statistisch signifikant, daß erwartungsgemäß der frühe Potentialanteil N_1-P_2 sein Amplitudenmaximum in der Position A aufweist (Tab. 1), während in C kleinere und in B noch kleinere Amplituden registriert werden können. Dagegen zeigte die spätere Komponente N_2-P_3 ein nahezu umgekehrtes Verhalten: nämlich am Vertex (B) und in der parietalen Region (C) die größte und an der Stelle der Projektion des unteren Teiles des Gyrus postcentralis (Ableiteposition A) die geringste Amplitude.

Tab. 1: Relationen der vier Amplituden N_1-P_1 , N_1-P_2 , N_2-P_2 und N_2-P_3 an den drei Ableitpunkten A, B, C, Anzahl der Versuche zwischen 7 und 17, $P = 0,05$ (Student's t-Test), $-10,9 \text{ dB} = -1,5 V_{SS}$, $-8,6 \text{ dB} = 2 V_{SS}$, $-5,1 \text{ dB} = 3 V_{SS}$, $>$ = erstgenannte Ableiteposition größer als zweite, $<$ = erstgenannte Ableiteposition kleiner als zweite, $+$ = Nullhypothese nicht ablehnbar.

	N_1-P_1	N_1-P_2	N_2-P_2	N_2-P_3	
A/B	+	$>$	+	$<$	
A/C	+	$>$	+	$<$	-10,9 dB
B/C	+	$<$	+	+	
A/B	+	+	$<$	+	
A/C	+	+	+	+	- 8,6 dB
B/C	+	$<$	+	+	
A/B	+	$>$	$<$	+	
A/C	+	+	$<$	$<$	- 5,1 dB
B/C	+	+	+	+	

Für die Reizintensität $-8,6 \text{ dB}$ mit der größten Fallzahl der Vorversuchsreihe sind in Tabelle 2 die Ergebnisse einer Fehlerrechnung angegeben. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Ableitepositionen bezüglich ihrer Potentialamplituden traten wie aus Tabelle 1 ersichtlich bei den untersuchten Reizintensitäten nicht immer bei demselben Vergleich auf. Jedoch waren die Ergebnisse in keinem Falle widersprüchlich, d.h., daß bei einem Vergleich z.B. zwischen A und C bei allen untersuchten Reizintensitäten stets analoge Amplitudenverhältnisse und niemals bei verschiedenen Reizintensitäten unterschiedliche Amplitudenverhältnisse gefunden wurden. Aufgrund der geringen Fallzahl erschienen daher die Ergebnisse wie punktuelle Einblicke in eine die meisten Potentialkomponenten betreffende Regelmäßigkeit.

Tab. 2: Fehlerrechnung der Potentialamplitudenmeßwerte bei der Reizintensität -8,6 dB = 2 V_{SS}, Mittelwerte $\bar{x}$, Standardabweichung s, Standardabweichung des arithmetischen Mittels $\bar{s}$, Anzahl der Einzelmesswerte n. Angaben in μV .

Ableiteposition	$N_1 - P_1$	$N_1 - P_2$	$N_2 - P_2$	$N_2 - P_3$
A	$\bar{x}$	5,25	4,68	2,68
	s	2,77	2,27	1,48
	$\bar{s}$	0,80	0,55	0,36
	n	12	17	17
B	$\bar{x}$	4,02	2,34	4,66
	s	2,55	2,17	2,63
	$\bar{s}$	0,74	0,53	0,64
	n	12	17	17
C	$\bar{x}$	4,52	3,57	3,29
	s	2,15	1,5	1,56
	$\bar{s}$	0,65	0,37	0,38
	n	11	16	17

Die Ergebnisse können durch Summation einzelner Potentialkomponenten noch untermauert werden, indem man z.B. $(N_1 - P_1) + (N_1 - P_2)$ einmal und $(N_2 - P_2) + (N_2 - P_3)$ zum anderen zusammenfaßt (Tab. 3).

Tab. 3: Relationen der zusammengefaßten Amplitudenpaare $(N_1 - P_1) + (N_1 - P_2)$ und $(N_2 - P_2) + (N_2 - P_3)$ an den drei Ableitpunkten A, B und C. $P = 0,05$ (Student's t-Test). Standardreize: -10,9, -8,6 und -5,1 dB zusammengefaßt.
 $>$ = erstgenannte Ableiteposition größer als zweite,
 $<$ = erstgenannte Ableiteposition kleiner als zweite,
 $+$ = Nullhypothese nicht ablehnbar.

	$(N_1 - P_1) + (N_1 - P_2)$	$(N_2 - P_2) + (N_2 - P_3)$
A/B	$>$	$<$
A/C	$>$	$<$
B/C	$+$	$>$

Tab. 4: Relationen der vier Amplituden N_1-P_1 , N_2-P_2 und N_2-P_3 an den drei Ableitepunkten A, B und C, sowie Mittelwerte $\bar{x}$, Standardabweichung s , Standardabweichung des arithmetischen Mittels $\bar{s}$ und Anzahl der Einzelversuche n . $P = 0,01$ (Student's t-Test), Standardreiz mit $-5,1 \text{ dB} = 3 \text{ V}_{SS}$, $>$ = erstgenannte Ableiteposition größer als zweite, $<$ = erstgenannte Ableiteposition kleiner als zweite, $+$ = Nullhypothese nicht ablehnbar. Angaben in μV , * $\neq P = 0,05$.

	N_1-P_1	N_1-P_2	N_2-P_2	N_2-P_3	
A/B	>	>	+	<	
A/C	>*	>*	<*	<	
B/C	+	<	+	>*	
Ableiteposition					
A	$\bar{x}$	6,30	5,95	2,95	2,70
	s	3,85	4,38	1,84	1,57
	$\bar{s}$	0,74	0,81	0,34	0,29
	n	27	29	29	29
B	$\bar{x}$	3,56	2,35	3,25	5,23
	s	2,83	1,68	2,41	3,03
	$\bar{s}$	0,54	0,31	0,48	0,56
	n	27	29	29	29
C	$\bar{x}$	3,88	3,88	3,97	3,71
	s	2,02	1,98	1,96	2,07
	$\bar{s}$	0,42	0,36	0,36	0,38
	n	23	30	30	30

Aufgrund der neuen Arbeitshypothese, daß einzelne Potentialanteile an unterschiedlichen Ableitepositionen ihr Amplitudenmaximum haben, wurde nun der größere Anteil der Messungen bei lediglich einer Reizintensität durchgeführt, wobei die Wahl auf

-5,1 dB = 3 V_{ss} fiel, da gemäß den Überlegungen im vorigen Kapitel (S. 16) ein Amplitudenunterschied zwischen verschiedenen Ableiteorten der Schädeloberfläche mit steigender Reizstärke zunehmen müßte. Somit würde bei der gewählten Intensität der t-Test ein deutlicheres Ergebnis erwarten lassen. Tabelle 4 zeigt die Ergebnisse der statistischen Auswertung auf dem 1 %-Niveau.

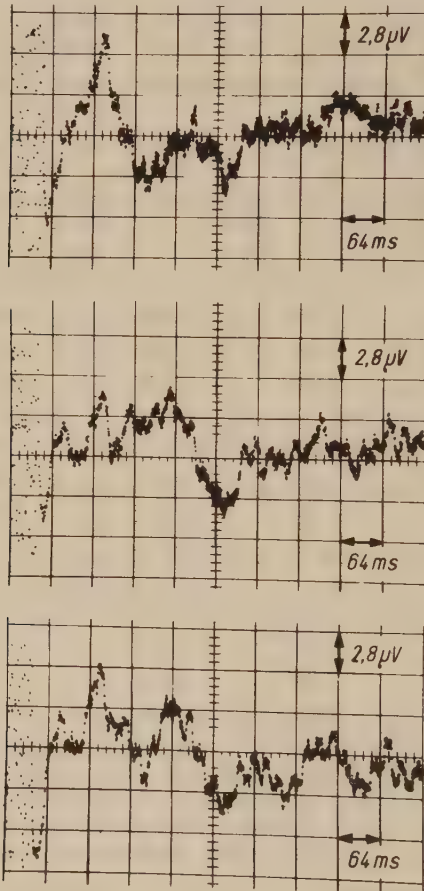


Abb. 8: Evozierte Potentiale an den Positionen A, B und C (von oben nach unten). 40 Mittelungen, Reizintensität 3 V_{ss}, Standardreiz. Näheres siehe Text.

Die früheren Potentialkomponenten N_1-P_1 und N_1-P_2 zeigen ein Maximum der Amplitude in der Position A. Für N_1-P_1 wurde beim Vergleich von Vertex (B) mit der parietalen Ableitung C kein Unterschied festgestellt, für N_1-P_2 zeigte sich zusätzlich ein Gefälle von A über C nach Position B.

Betrachtet man nun die späteren Potentialkomponenten N_2-P_3 , so findet man ein umgekehrtes Gefälle vom Maximum am Vertex wieder über die parietale Position C nach A. Die Ergebnisse, die mit einem Sternchen versehen sind, ließen sich nur beim Ansetzen des Tests auf dem 5 %-Niveau gewinnen. Bei drei Vergleichen war kein

Tab. 5: Mittelwerte der Latenzzeiten der Einzelamplitudengipfel für die Reizintensität -5,1 dB, Fehlerrechnung, Mittelwert $\bar{x}$, Standardabweichung s, Standardabweichung des arithmetischen Mittels $\bar{s}$, Anzahl der Messungen n.

Ableite- position		P_1	N_1	P_2	N_2	P_3
A	$\bar{x}$ (ms)	78,6	126,8	177,8	230,6	286,6
	s (ms)	12,1	12,3	18,4	28,0	42,9
	$\bar{s}$ (ms)	2,3	2,4	3,4	5,2	8,1
	n	27	27	29	28	28
B	$\bar{x}$ (ms)	81,1	120,6	153,8	204,5	283,2
	s (ms)	13,8	16,5	23,0	24,8	31,5
	$\bar{s}$ (ms)	2,6	3,1	4,2	4,6	5,9
	n	27	27	29	28	28
C	$\bar{x}$ (ms)	80,9	114,5	161,0	230,8	292,9
	s (ms)	13,0	15,7	24,7	31,1	40,1
	$\bar{s}$ (ms)	2,5	2,8	4,4	5,6	7,3
	n	26	31	31	30	30

Erfolg zu verzeichnen: Für N_1-P_1 beim Vergleich zwischen B und C und für N_2-P_2 beim Vergleich sowohl zwischen A und B als auch zwischen B und C. Die Abbildung 8 zeigt drei dieser von verschiedenen Ableitepositionen gewonnenen gustatorischen Potentiale mit den statistischen Ergebnissen entsprechenden typischen Amplituden- und Latenzzeitverhältnissen.

b) Verhalten der Latenzzeiten

Schon bei den ersten Mittelungen gustatorisch evozierter Potentiale von drei verschiedenen Orten am Schädel entstand der Verdacht, daß die Latenzzeiten ebenfalls ein unterschiedliches Verhalten bezüglich der Ableiteposition aufwiesen und daß sogar mit dem Verhalten der Potentialamplituden ein Zusammenhang bestünde. Aus diesem Grund wurden ähnlich den Auswertungsmethoden für die Potentialamplituden die Mittelwerte der Latenzzeiten errechnet, sowie der t-Test für verbundene Stichproben für die Reizintensität von $-5,1 \text{ dB} = 3 \text{ V}_{ss}$ durchgeführt (Tab. 5).

Auf dem 1 %-Niveau ergaben sich die in Tabelle 6 dargestellten Ergebnisse:

Tab. 6: Relationen der Latenzzeiten an drei Ableitepunkten A, B und C, Reizintensität $-5,1 \text{ dB} = 3 \text{ V}$, $>$ = erstgenannte Ableiteposition später als zweite, $<$ = erstgenannte Ableiteposition früher als zweite, $+$ = Nullhypothese nicht ablehnbar, $P = 0,01$.

	P_1	N_1	P_2	N_2	P_3
A/B	+	+	$>$	$>$	+
A/C	+	$>$	$>$	+	+
B/C	+	+	+	$<$	+

Die Anfangs- und Endschwankungen traten weitgehend gleichzeitig auf. Die negative Auslenkung N_1 ist in Ableiteposition A gegenüber Position C verzögert aufgetreten. Die positive Welle P_2 erschien in A am spätesten, jedoch ohne einen Unterschied zwischen den Ableitungen B und C zu zeigen. Weiterhin wurde die negative Auslenkung N_2 in B am frühesten gefunden, ohne daß dieses Mal ein Unterschied zwischen A und C nachzuweisen war. Die Ergebnisse lassen mit aller Vorsicht darauf schließen, daß die Potentialkomponenten, die am Vertex ihr Maximum haben, dort auch eine Verschiebung zu kürzeren Latenzzeiten verzeichnen gegenüber den bei gleichzeitiger Ableitung gewonnenen vergleichbaren Potentialkomponenten anderer Ableitepositionen.

V. D i s k u s s i o n

Als wesentlichstes Ergebnis der vorliegenden Untersuchung wird der Nachweis mindestens zweier Generatoren für die bei elektrischer Zungenreizung gewonnenen evozierten Potentiale angesehen. Die früheren Potentialanteile N_1 - P_2 in einem Latenzbereich von 78 ms bis 178 ms (s. Tab. 4 und 5) sind unter der Ableitungsposition A (Projektion des unteren Gyrus postcentralis mit dem Brodmann-Areal 43) deutlich größer als am Vertex (Position B). Dabei sei noch einmal darauf hingewiesen, daß noch frühere Anteile wegen des ubiquitären Reizeinbruches in das EEG nicht registriert werden konnten, was zum Teil auch die Problematik myogener Potentiale behebt, die während der initialen 60 bis 80 ms aufzutreten pflegen (s. Augenmuskelartefakte S. 10). Die späteren Potentialanteile im Latenzbereich 178 ms bis 300 ms, also hauptsächlich N_2 - P_3 , haben dagegen ein deutliches Maximum am Vertex (Position B) und nehmen über C nach A hin ab. Sowohl für P_2 wie auch für N_2 sind jedoch die Latenzen in Position B (Vertex) am kürzesten.

Wenn man von der interessanten Hypothese über die Entstehung des Vertexmaximums akustisch evozierter Potentiale nach V a u g h a n und R i t t e r (1970) ausgeht, das durch Überlagerung zweier glockenförmiger ipsi- und kontralateraler Spannungskurven mit den jeweiligen Maxima über den Heschl'schen Querwindungen zustande kommen soll, so daß der Schnittpunkt der Kurven oberhalb des Wendepunktes gelegen ist und es am Vertex somit zur Addition zweier Potentialteile kommt, die jeweils größer sind als die Hälfte der möglichen Potentialmaxima, dann ergeben sich für die Befunde bei gustatorischen Potentialen zwei Möglichkeiten: 1.) die Maxima der Glockenkurven liegen noch weiter auseinander, d.h. der Generator müßte noch unterhalb des Sulcus lateralis gelegen sein oder 2.) der Schnittpunkt beider Kurven liegt bei einer Entfernung zwischen den

beiden Generatoren, die mit der zwischen den Heschl'schen Querwindungen vergleichbar ist, wesentlich unterhalb des Wendepunktes aufgrund einer insgesamt geringeren Potentialgröße, so daß in beiden Fällen trotz Addition am Vertex das Maximum der Glockenkurven nicht überschritten wird (Abb. 9).

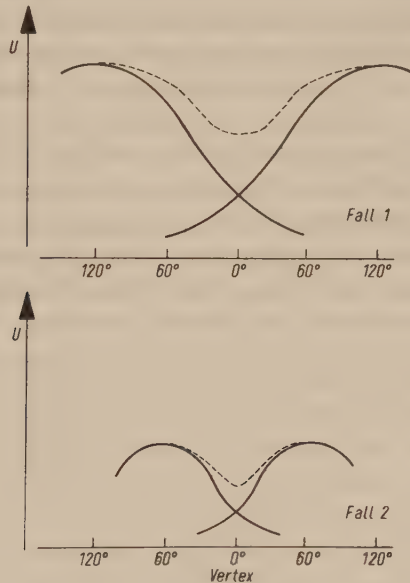


Abb. 9: Schematische Darstellung der gegenseitigen Beeinflussung zweier corticaler Generatoren. Abszisse: Entfernung vom Schädelmittelpunkt in Winkelgrad; Ordinate: relative Erregungsgröße (auf der Schädeloberfläche). Näheres s. Text.

Aus anatomischen Gründen scheidet die erste Möglichkeit aus: wenn es zutrifft, daß das corticale Geschmackszentrum im unteren Gyrus postcentralis (Brodmann-Areal 43) liegt - woran heute nicht mehr gezweifelt wird - beträgt der Abstand der Geschmackszentren beider

Seiten sicherlich weniger als 90° . Die tatsächlich geringeren Potentialamplituden gustatorisch evozierter Potentiale sprechen daher mehr für die zweite Möglichkeit. Da Elektrokortikogramme nach Geschmacksreizung beim Menschen bisher nicht registriert werden konnten, steht eine endgültige Entscheidung noch aus.

Daß in diesem frühen Potentialanteil eine spezifische Antwort primärer gustatorischer Rindenzentren zu finden ist, wird einerseits durch die Lokalisation des Generators, andererseits durch die besonders für die negative Auslenkung N_1 gefundene Abhängigkeit von der Reizintensität (P l a t t i g, 1969) gemäß der S t e v e n s 'schen Potenzfunktion deutlich.

Für die späteren Potentialkomponenten im Latenzzeitbereich von 200 - 293 ms wurde - ebenfalls von P l a t t i g (1969, 1972) - keine systematische Abhängigkeit von der Reizintensität festgestellt. Der Modellvorstellung von V a u g h a n und R i t t e r (1970) folgend ergeben sich auch hier zwei Möglichkeiten:

- 1.) Ein breiteres Generatorfeld führt zu einem Schnitt beider Kurven oberhalb des Wendepunktes, wie es bei akustischen Potentialen nach unerwarteter Reizung (Potentialtyp A II nach V a u g h a n und R i t t e r) gefordert wird. Neben der Herkunft dieser Potentialanteile aus den gustatorischen Rindenzentren muß aber auch die Beteiligung somaesthetischer Generatoren erwogen werden, wenn auch in den Voruntersuchungen bei Reizung der Oberlippe keine Potentiale registriert werden konnten.
- 2.) Das Feld aktivierter corticaler Zellen liegt mehr im Bereich der Assoziationsfelder der Frontal- und Parietallappen und der Mantelinnenfläche. Diese Vorstellungen sind von mehreren Autoren für alle Sinneskanäle entwickelt worden, so z.B. für den visuellen von B a n c a u d, B l o c h und P a i l l a r d (1953) und Y. G a s t a u t (1953), für den somaesthetischen

von G o f f , R o s n e r und A l l i s o n (1962), für den olfaktorischen von A l l i s o n und G o f f (1967). Diese im allgemeinen als Vertex-Potentiale (D a v i s , Z e r l i n , 1966) bezeichneten Aktivitäten zeigen eine deutliche Tendenz zur Amplitudenverminderung bei regelmäßig wiederholter Reizung (W a l t e r , 1964 a+b) und eine affektive Komponente (G a s t a u t , 1953). Die gleichzeitige Registrierung von Potentialanteilen beider Generatoren im vorliegenden Fall mag zum Teil auch auf die unregelmäßige Reizfolge zurückgeführt werden.

Das frühere Auftreten der negativen Auslenkung N_2 am Vertex im Vergleich mit den Positionen A und C kann zunächst nur spekulativ im Sinne einer Überlagerung durch Aktivitäten somaesthetischer Generatoren gedeutet werden, oder es wird ein anderer Gesichtspunkt hinzugezogen, indem diese statische Betrachtungsweise elektrischer Felder ergänzt wird durch einen dynamischen Aspekt zellulärer Informationsleitung. G. W a l t e r (1964 a, Zitat S. 328) hat ebenfalls einen solchen zeitlichen Ablauf bei Potentialen verschiedener Ableitpunkte beobachtet: "... the time-differences are such as to suggest a regular 'sweep' of afferent projection from front to back of the brain, ...". In den vorliegenden gemessenen Potentialen scheint ebenfalls für einige Potentialanteile eine solche Dynamik vorzuliegen mit einer Ausbreitungsrichtung vom Vertex zu den beiden anderen Ableitpunkten. Eine genauere Abklärung wäre von einer noch größeren Anzahl von Ableitpunkten zu erwarten. Ob die beim elektrischen Geschmack gewonnenen und sicher von zwei Generatorpopulationen herrührenden Hirnpotentiale allein durch Aktivierung etwa getrennter gustatorischer Zentren zustande gekommen sind oder ob der zweite Generator somaesthetische Informationsverarbeitungsprozesse beinhaltet, kann erst mit adäquater Reizung der Geschmackssrezeptoren in der Zukunft entschieden werden.

VI. A n h a n g

Im Anhang sollen drei in der problemorientierten Programmiersprache ALGOL abgefaßte Programme besprochen werden, die bei der Datenauswertung verwendet wurden. Sie können in der vorliegenden Form an einer Rechenanlage mit einem ALGOL-Compiler (z.B. CD 3300) benutzt werden.

a) Programm für den Student's t-Test für verbundene Stichproben

Ein nach der Formel

$$\hat{t} = \frac{|\bar{d}|}{s_{\bar{d}}} = \frac{\left| \sum \frac{d_i}{n} \right|}{\sqrt{\frac{\sum d_i^2 - \frac{(\sum d_i)^2}{n}}{n(n-1)}}$$

$$\left[\begin{array}{ll} d_i & \text{↔ Einzeldifferenz der Datenpaare} \\ n & \text{↔ Anzahl der Einzeldifferenzen} \end{array} \right]$$

errechneter $\hat{t}$ -Wert soll mit einem anderen aus einer Tabelle zu entnehmenden t_{α} -Wert verglichen werden (Näheres zum t-Test in L. Sachs, 1969^{*)}).

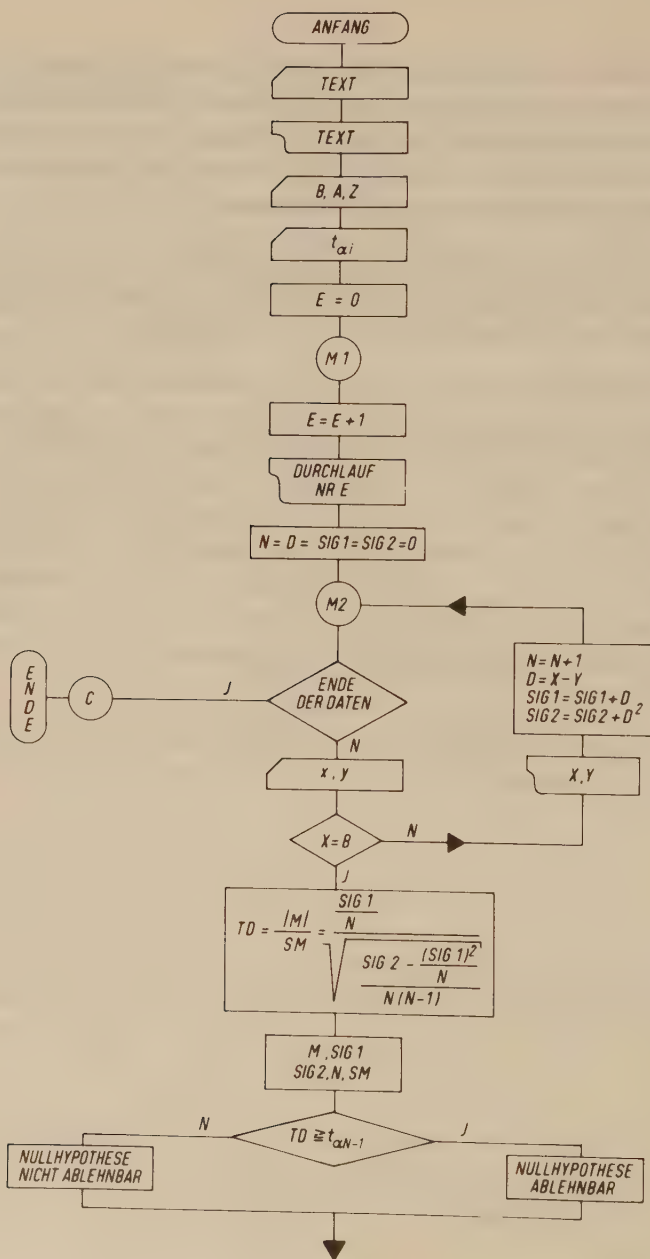
^{*)} L. S a c h s , Statistische Auswertungsmethoden, Berlin-Heidelberg-New York: Springer 1969 (2. Auflage), 677 pp.

Das Programm ist so angelegt, daß beliebig viele Datenpaare ohne zusätzliche Eingabe der Zahl n verarbeitet werden können unter der Voraussetzung, daß eine hinreichend große Anzahl von t_{α} -Werten zum Vergleich zur Verfügung stehen. Den Ablauf des Programms veranschaulicht das Flußdiagramm I.

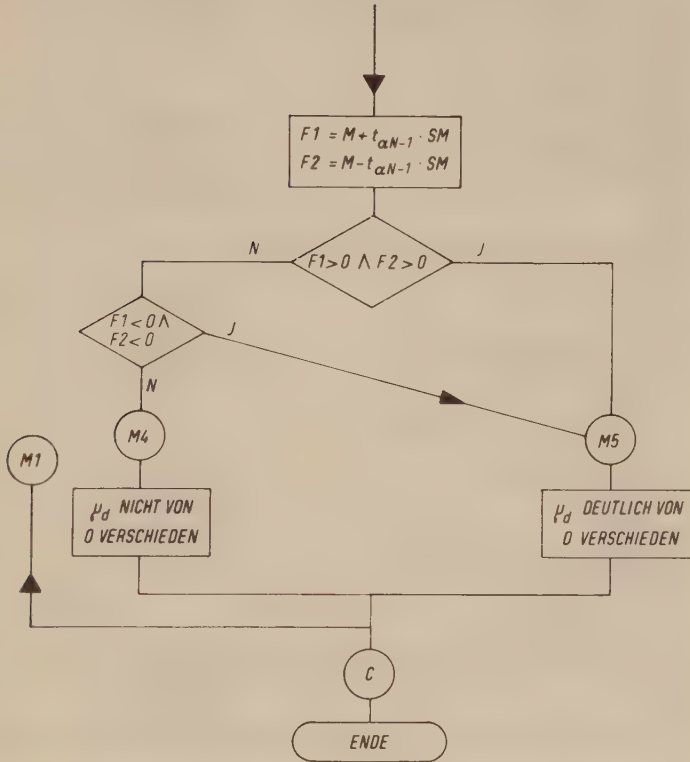
Nach dem Vereinbarungsteil werden die t_{α_i} -Werte für das α -Niveau, auf dem man die Nullhypothese abzulehnen wünscht, eingegeben und zur Kontrolle gleich wieder ausgedruckt.

Da in einem Arbeitsgang der Test so oft wiederholt werden kann, wie Daten vorhanden sind, enthält die Überschrift zu jedem Durchlauf eine Zählung der durchlaufenen Schleifen. Anschließend werden die Daten eingelesen und verarbeitet. Soll der Text mehrmals durchgeführt werden, muß am Ende einer Datengruppe die gesondert einzugebende Zahl B stehen. Durch einen Vergleich des errechneten t -Wertes mit dem $t_{\alpha_{n-1}}$ -Wert wird entschieden, ob die Nullhypothese auf dem jeweiligen Niveau ablehnbar ist. Darauf wird noch der Vertrauensbereich berechnet und festgestellt, ob μ_d von Null verschieden ist.

Die Reihenfolge der Datenkarten ist aus der Abbildung zum Flußdiagramm I ersichtlich.



Fortsetzung von Seite 34:



REIHENFOLGE DER DATENKARTEN (VON UNTEN NACH OBEN)

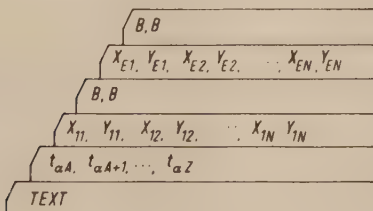


Abb. 10: Flußdiagramm I zum Programm "Student's t-Test für verbundene Stichproben". Erläuterung im Text. Es werden die für Flußdiagramme üblichen Symbole verwendet.

ALGOL/MASTER (1.2)

XXXALGOL

```

0** #BEGIN#
#COMMENT# STUDENTS T TEST FUER VERBUNDENE STICHPROBEN.,
#INTEGER# I,N,E,3,A,Z.,
#REAL# X,Y,D,SIG1,SIG2,TD,F1,F2,M,SM.,
#INTEGER#ARRAY#L(/1..10/),
GETARRAY(1,L),
OUTPUT(61,#(##)##),
PUTARRAY(2,L),
INPUT(60,#(##)##,3,A,Z),
#BEGIN#

1J** #ARRAY# TU(/A..Z/),
INARRAY(60,TU),
OUTTARRAY(61,TU),
E.=0.,
M1.,
E.=E+1.,
OUTPUT(61,#(6/,(#DJPCHLAUF NR #)##,30,/(#)##,Z),
N.=0.,
0.=SIG1.=SIG2.=0.,
M2.,

2J** E3F(60,C),
INPUT(60,#(##)##,X,Y),
#IF# X #NOTEQUAL# B #THEN#
#BEGIN#
N.=N+1.,
OUTPUT(61,#(##)##,X,Y),
D.=X-Y.,
SIG1.=SIG1+D.,
SIG2.=SIG2+D*D.,
#GOTO# M2.,
#END#.,

30**
M.=SIG1/N.,
SM.=SQRT((SIG2-SIG1*SIG1/N)/(N*(N-1))),
TJ.=ABS(M)/SM.,
OUTPUT(61,#(##/(#MITTELWERT= #)##,N,/(#(SIG1 = #)##,N,/(#(SIG2
= #)##,N,/(#N = #)##,N,/(#SM = #)##,N)##),
M,SIG1,SIG2,N,SM),
#IF# TJ #NOTLESS# TU(/N-1/) #THEN#
OUTPUT(61,#(##/(#NULLHYPOTHESE ABLEHNBAR#)##,/(#(TD GROESSER GLEICH T
#)##,/(#(TD = #)##,N,/(#(TU = #)##,N)##,TD,TJ(/N-1/))
4J** #ELSE#
OUTPUT(61,#(##/(#NULLHYPOTHESE NICHT ABLEHNBAR#)##,/(
#(TD KLEINER TU#)##,/(#(TD = #)##,N,/(#(TU = #)##,N)##,TD,TJ(/N-1/))
),
F1.=M+TJ(/N-1/)*SM.,
F2.=M-TJ(/N-1/)*SM.,
#IF# F1 #GREATER# 0 #AND# F2 #GREATER# 0 #THEN#
M3.,
OUTPUT(61,#(##/(#MUE DEUTLICH VON 0 VERSCHIEDEN#)##,/(#(F1 = #)##,N,
/(#(F2 = #)##,N)##,F1,F2)
50** #ELSE#
#BEGIN#
#GOTO# #IF# (F1 #LESS# 0 #AND# F2 #LESS# 0) #THEN# M5 #ELSE# M4.,
M4.,
OUTPUT(61,#(##/(#MUE NICHT VON 0 VERSCHIEDEN#)##,/(#(F1 = #)##,N,/(
#(F2 = #)##,N)##,F1,F2),
#END#.,
#GOTO# M1.,
C.. #END#.,
#END#

```

Abb. 11: Vom Schnelldrucker ausgegebenes Programm "Student's t-Test für verbundene Stichproben".

[illegible]

Abb. 12: Vom Schnelldrucker ausgegebene Daten nach einem Durchlauf des Programms "Student's t-Test für verbundene Stichproben".

b) Programm für die Berechnung eines Mittelwertes mit einer
Fehlerrechnung

Dieses einfache Programm ist in der Lage, die schon einmal gestanzten Datenkarten, welche beim Student's t-Test verwendet wurden (s.S. 35), zu bearbeiten. Das wird dadurch erreicht, daß von diesen auf Datenkarten vorliegenden Datenpaaren durch einfaches Überspringen die jeweils zueinander gehörenden Meßwerte zur Auswertung gelangen.

Da in diesem Programm die Daten als eindimensionale Felder eingegeben werden, muß bei der Dateneingabe die obere Feldgrenze mit angegeben werden, d.h. die Anzahl der insgesamt eingelesenen Zahlen einer Meßwertemenge.

Der Verlauf des Programmes und die Anordnung der Datenkarten sind aus dem Flußdiagramm II ersichtlich.

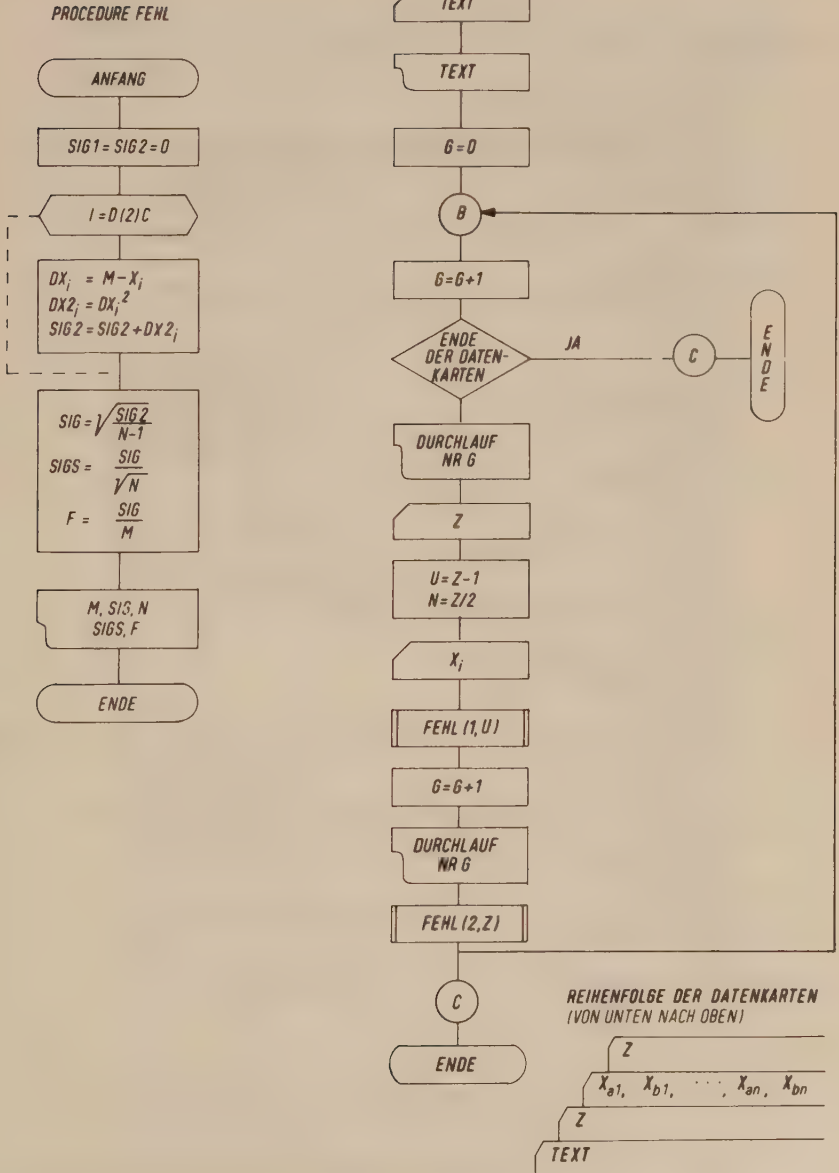


Abb. 13: Flußdiagramm II zum Programm "Fehlerrechnung". Erläuterung im Text. Es werden die für Flußdiagramme üblichen Symbole verwendet.

ALGOL/MASTER (1.2)

XXXALGOL

1

```

0** #BEGIN#
#COMMENT# FEHLERRECHNUNG.,
#INTEGER# G,M,U,Z.,
#REAL# M,SIG,SIGS,SIG1,SIG2,F.,
#INTEGER#ARRAY#L(/1..10/),
GETARRAY(1,L),
PUTARRAY(2,L),
G.=0.,
B.,
G.=G+1.,
10** EOF(60,C),
OUTPUT(61,#{#6/,#{ DURCHLAUF NR #},2ZD,/(#),#G),
INPUT(60,#{#},#Z),
U.=Z-1.,
N.=Z/2.,
#BEGIN#
#ARRAY# X,DX,DX2(/1..Z/),
#PROCEDURE# FEHL(D,C),
#INTEGER# D,C.,
#BEGIN#
20** #INTEGER#I.,
SIG1.=SIG2.=0.,
#FOR# I.=D #STEP# 2 #JNTIL# C #DO#
#BEGIN#
SIG1.=SIG1+X(I/I),
OUTPUT(61,#{#/#},#X(I/I),
#END#,
M.=SIG1/N.,
#FOR# I.=D #STEP# 2 #UNTIL# C #DO#
#BEGIN#
30** DX(I/I)=M-X(I/I),
DX2(I/I)=DX(I/I)*DX(I/I),
SIG2.=SIG2+DX2(I/I),
#END#,
SIG.=SQRT(SIG2/(N-1)),
OUTPUT(61,#{#//,#{M = #},N/,#{SIG = #},N/,#{N = #},N#},
M,SIG,N),
SIGS.=SIG/SQRT(N),
F.=SIG/M.,
OUTPUT(61,#{#/#(SIGS= #},N/,#{F = #},N#},SIGS,F),
40** #END#,
INARRAY(60,X),
FEHL(1,U),
G.=G+1.,
OUTPUT(61,#{#6/,#{ DURCHLAUF NR #},2ZD,/(#),#G),
FEHL(2,Z),
#END#.#GOTO# B.,
C.,
#END#
#EOP#
FINIS

```

Abb. 14: Vom Schnelldrucker ausgegebenes Programm "Fehlerrechnung".

```

CHANNEL,60=DSIINP,P90
CHANNEL,61=DSIOUT,P136,PP60
CHANNEL,1=DSIINP,A
CHANNEL,2=DSIOUT,A
CHANNEL,END
TESTBEISPIEL FÜR PROGRAMM FEHLERRECHNUNG

```

DURCHLAUF NR 001

```

+1.000000000# 000
+3.000000000# 000
+1.000000000# 000
+3.000000000# 000
+1.000000000# 000
+3.000000000# 000

```

```

M   = +2.000000000# 000
SIG = +1.095445114# 000
N   =                               +6
SIGS= +4.472135954#-001
F   = +5.477225575#-001

```

DURCHLAUF NR 002

```

+1.000000000# 000
+4.000000000# 000
+1.000000000# 000
+4.000000000# 000
+1.000000000# 000
+4.000000000# 000

```

```

M   = +7.500000000# 000
SIG = +1.643167673# 000
N   =                               +6
SIGS= +6.708203433#-001
F   = +6.572670690#-001

```

Abb. 15: Vom Schnelldrucker ausgegebene Daten nach zwei Durchläufen des Programms "Fehlerrechnung".

- c) Programm für die Berechnung einer Ausgleichsgeraden durch n Punkte mit Bestimmung des Produkt-Moment-Korrelationskoeffizienten r nach Bravais und Pearson *) **)

Für die Ausgleichsgerade der allgemeinen Form $y = a + bx$ wird die Steigung $b = \tan \alpha$ als Tangens des Neigungswinkels gegen die Abszisse nach folgender Gleichung bestimmt:

$$b = \frac{\sum_{i=1}^n [(x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})]}{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

wobei x_i und y_i die Meßpunkte und $\bar{x}$, $\bar{y}$ deren Mittelwerte sind:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \qquad \bar{y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i$$

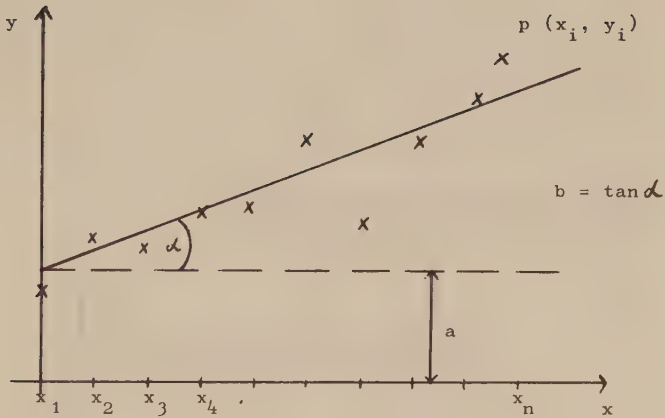
Ist b bekannt, dann ist es möglich, den Durchgang a durch die Ordinate durch die Gleichung

$$a = \bar{y} - b \bar{x}$$

zu ermitteln.

*) Dieses Programm wurde zur Untersuchung des Verhaltens Stevens'scher Potenzfunktionen einzelner Ableitpunkte erstellt. Für die Fragestellung der vorliegenden Arbeit wurde es jedoch nicht herangezogen.

**) E. Mittenecker: Planung und statistische Auswertung von Experimenten, Wien: Verlag Franz Deuticke, 1963 (4. Auflage), 208 pp. Zitierte Formeln s.S. 104, S. 177.

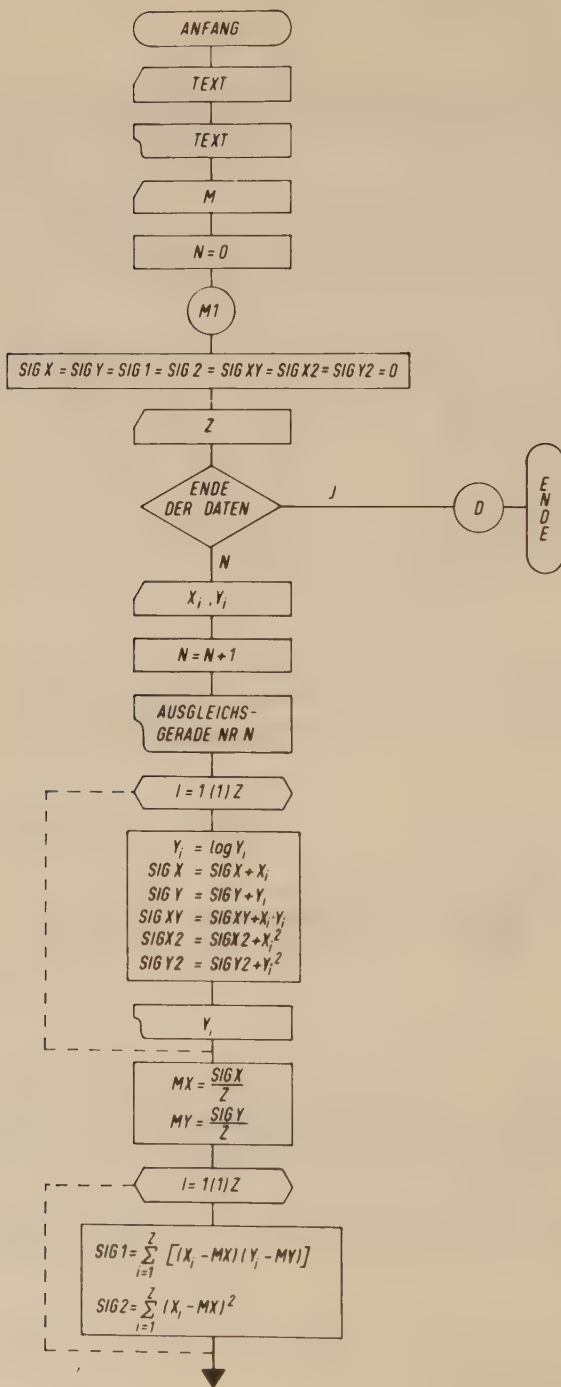


Als Maß für den stochastischen Zusammenhang der experimentell gewonnenen Werte wird der Korrelationskoeffizient r mit der Formel

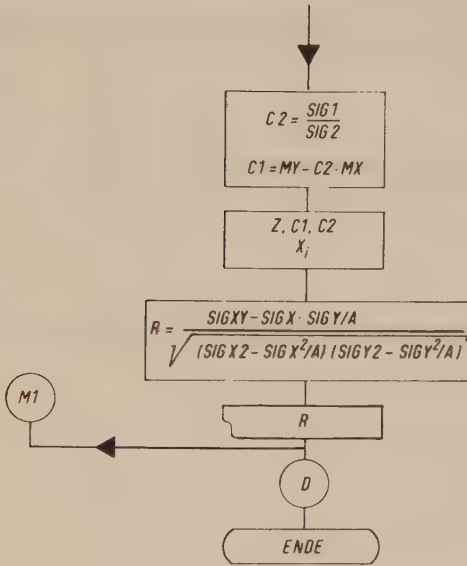
$$r = \frac{\sum xy - \frac{1}{n} (\sum x) (\sum y)}{\sqrt{\left[\sum x^2 - \frac{1}{n} (\sum x)^2 \right] \left[\sum y^2 - \frac{1}{n} (\sum y)^2 \right]}}$$

bestimmt.

Der Ablauf des Programmes sowie die Reihenfolge der Datenkarten sind aus dem Flußdiagramm III ersichtlich.



Fortsetzung von Seite 44:



REIHENFOLGE DER DATENKARTEN (VON UNTEN NACH OBEN)

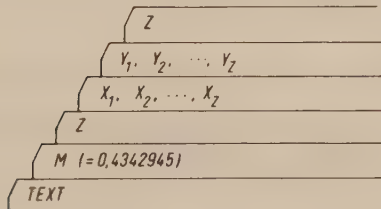


Abb. 16: Flußdiagramm III zum Programm "Ausgleichsgerade und Korrelationskoeffizient".

ALGOL/MASTER (1.2)

XXXALGOL

```

0** #BEGIN#
#COMMENT# AUSGLEICHSGERADE DURCH N PUNKTE MIT BERECHNUNG DES
#KORRELATIONSKOEFFIZIENTEN.,
#INTEGER# A,I,N,Z.,
#REAL# C1,C2,MX,MV,SIG1,SIG2,SIGX,SIGY,SIGXY,SIGX2,SIGY2,M,R.,
#INTEGER#ARRAY#L(1..10).,
GETARRAY(1,L).,
PUTARRAY(2,L).,
INPUT(60,*(#)#,M).,
N.=0.,

10** M1.,
SIGX.=SIGY.=SIG1.=SIG2.=SIGXY.=SIGX2.=SIGY2.=0.,
INPUT(60,*(#)#,Z).,
A.=Z.,
#BEGIN#
#ARRAY# X,Y(1..Z).,
DOF(60,0).,
I=ARRAY(60,X).,
I=ARRAY(60,Y).,
N.=N+1.,

20** OJTPUT(61,*(#6/,53,*(#AUSGLEICHSGERADE NR #)#,30,/(#)#,N).,
OJTARRAY(61,X).,
OJTARRAY(61,Y).,
#FOR# I.=1 #STEP# 1 #UNTIL# Z #DO#
#BEGIN#
X(I/)=LN(X(I/))*M.,
Y(I/)=LN(Y(I/))*M.,
OJTPUT(61,*(#/#)#,Y(I/)).,
SIGX.=SIGX+X(I/).,
SIGY.=SIGY+Y(I/).,

30** SIGXY.=SIGXY+X(I/)*Y(I/).,
SIGX2.=SIGX2+X(I/)*X(I/).,
SIGY2.=SIGY2+Y(I/)*Y(I/).,
#END#.,
MX.=SIGX/Z.,
MY.=SIGY/Z.,
#FOR# I.=1 #STEP# 1 #UNTIL# Z #DO#
#BEGIN#
SIG1.=SIG1+(X(I/)-MX)*(Y(I/)-MY).,
SIG2.=SIG2+(X(I/)-MX)*(X(I/)-MX).,

40** #END#.,
C2.=SIG1/SIG2.,
C1.=MY-C2*MX.,
OJTPUT(61,*(#/#)(#Z = #)#,N/,*(#C1= #)#,N/,*(#C2= #)#,N,/#)#,
Z,C1,C2).,
OJTARRAY(61,X).,
R.=((SIGXY-SIGX*SIGY/A)/SQRT((SIGX2-SIGX*SIGX/A)*(SIGY2-SIGY*SIGY/A))).,
OJTPUT(61,*(#///,*(#R = #)#)#,R).,
OJTPUT(61,*(#/#)#,SIGX2,SIGY2,SIGXY).,
#GOTO#M1.,

50** D.,
#END#.,
#END#
#EOP#
FINIS

```

Abb. 17: Vom Schnelldrucker ausgegebenes Programm "Ausgleichsgerade und Korrelationskoeffizient".

VII. Zusammenfassung

Von der intakten Schädeloberfläche wacher Menschen (5 ♀, 6 ♂) wurden an drei Positionen (A ≙ Brodmann-Areal 43, B ≙ Vertex und C ≙ temporoparietal) evozierte Hirnpotentiale nach elektrischer Zungenreizung registriert und verglichen. Die Amplituden der frühen Potentialanteile (78 bis 178 ms nach Reizbeginn) waren in Position A signifikant größer gegenüber den Positionen B und C, während die späteren Potentialanteile (178 bis 300 ms nach Reizbeginn) ihr Spannungsmaximum am Vertex (Position B) zeigten. Die Latenzen der (mittleren) Potentialanteile, die im Mittel 153 bis 178 ms nach Reizbeginn auftraten, waren am Vertex (Position B) signifikant kürzer als in Position A.

Aus den Ergebnissen wird auf die Existenz mindestens zweier Generatorpopulationen für diese Hirnpotentiale geschlossen: 1.) die paarigen Generatorpopulationen im Bereich der beidseitigen, primären gustatorischen Rindenzentren (Gyrus postcentralis, Brodmann-Areal 43) und 2.) ebenfalls paarige Generatorpopulationen, die in der Nähe der ersten Populationen innerhalb der entsprechenden somaesthetischen Rindenprojektionsfelder liegen könnten, da eine Miterregung dieser Sinnesmodalität bei der angewandten Reizmethode angenommen werden kann, die aber auch in den frontalen und/oder parietalen Assoziationsfeldern angenommen werden können.

In einem Anhang werden drei eigene Rechnerprogramme in ALGOL 60 für einen Großrechner beschrieben: a) Student's t-Test für verbundene Stichproben, b) Mittelwert- und Fehlerberechnung und c) Ausgleichsgerade mit Korrelationskoeffizientenerrechnung.

VIII. L i t e r a t u r

- 1.) Allison, T., W.R. Goff: Human Evoked Responses to Odorous Stimuli.
Electroenceph. clin. Neurophysiol. 23, 558-560 (1967)
- 2.) Bancaud, J., V. Bloch, J. Paillard: Contribution EEG à l'étude des potentiels évoqués chez l'homme au niveau du vertex.
Rev. neurol. 89, 399-418 (1953)
- 3.) Bickford, R.G., J.L. Jacobson, D. Thane, R. Cody: Nature of Average Evoked Potentials to Sound and other Stimuli in Man.
Ann. N.Y. Acad. Sci. 112, 204-223 (1964)
- 4.) David, E., P. Finkenzeller, M. Spreng: Komplexe akustisch evozierte Potentiale der wachen Katze (implantierte Elektroden - AI).
Pflügers Arch. ges. Physiol. 291, 45 (1966)
- 5.) David, E., P. Finkenzeller: Akustisch evozierte gemittelte Rindenpotentiale der Katze unter dem Einfluß unterschiedlicher Narkosetiefen.
Pflügers Arch. ges. Physiol. 297, R 30 (1967a)
- 6.) David, E., P. Finkenzeller, S. Kallert, W.D. Keidel, M. Spreng: Temporale Hemmung und Bahnung einzelner Neurone (extra- und intracelluläre Ableitungen) aus Kerngebieten der spezifischen Hörbahn der Katze in Joint-Interval-Histogrammdarstellung.
Pflügers Arch. ges. Physiol. 294, 45 (1967b)
- 7.) David, E., P. Finkenzeller, S. Kallert, W.D. Keidel: Reizkorrelierte Gleichspannungsänderungen der primären Hörrinde an der wachen Katze.
Pflügers Arch. 306, 281-289 (1969a)
- 8.) David, E., P. Finkenzeller, S. Kallert, W.D. Keidel: Akustischen Reizen zugeordnete Gleichspannungsänderungen am intakten Schädel des Menschen.
Pflügers Arch. 309, 362-367 (1969b)

- 9.) David, E., P. Finkenzeller, S. Kallert, W.D. Keidel: Korrelationsanalyse von gemittelten und ungemittelten evozierten Potentialen.
Kybernetik 9, 22 (1971)
- 10.) Davis, H., S. Zerlin: Acoustic Relations of the Human Vertex Potential.
J. Acoust. Soc. Amer. 39, 109-116 (1966)
- 11.) Dawson, G.D.: Cerebral responses to electrical stimulation of peripheral nerve in man.
J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 10, 134-140 (1947)
- 12.) Dawson, G.D.: A summation technique for detecting small signals in a large irregular background.
J. Physiol. (Lond.) 115, 2 P (1951)
- 13.) Dawson, G.D.: A summation technique for detection of small evoked potentials.
Electroenceph. clin. Neurophysiol. 6, 65-84 (1954)
- 14.) Deecke, L., P. Scheid, H.H. Kornhuber: Distribution of readiness potential, pre-motion positivity and motor potential of the human cerebral cortex preceding voluntary finger movements.
Exp. Brain Res. 7, 158-168 (1968)
- 15.) Eisengart, M.A., D. Symmes: Effect of Eye Blink on the Visual Evoked Response in Children.
Electroenceph. clin. Neurophysiol. 31, 71-75 (1971)
- 16.) Finkenzeller, P.: Gemittelte EEG-Potentiale bei olfactorischer Reizung.
Pflügers Arch. ges. Physiol. 292, 76-80 (1966)
- 17.) Finkenzeller, P., E. David: Quantitative Zusammenhänge zwischen den aus EEG und ECG gemittelten akustisch evozierten Potentialen.
Pflügers Arch. ges. Physiol. 297, R 29 (1967)
- 18.) Finkenzeller, P.: Die Mittelung von Reaktionspotentialen.
Kybernetik 6, 22-44 (1969)
- 19.) Gastaut, Y.: Les pointes négatives évoquées sur le vertex, leur signification psychophysiologique et pathologique.
Rev. neurol. 89, 382-399 (1953)

- 20.) Geisler, C.D., G.L. Gerstein: The Surface EEG in Relation to its Sources.
Electroenceph. clin. Neurophysiol. 13, 927-934 (1961)
- 21.) Goff, W.R., B.S. Rosner, T. Allison: Distribution of cerebral evoked responses in normal man.
Electroenceph. clin. Neurophysiol. 14, 697-713 (1962)
- 22.) Jauhiainen, T., K.-H. Plattig: Reizsynchrone langsame Rindenpotentiale beim Menschen nach elektrischer Reizung der Zunge.
Pflügers Arch. ges. Physiol. 289, R 27 (1966)
- 23.) Jasper, H.H.: The Ten-Twenty Electrode System of the International Federation.
Electroenceph. clin. Neurophysiol. 10, 371-375 (1958)
- 24.) Keidel, W.D.: Neuere Ergebnisse der Physiologie des Hörens.
Arch. Ohr.-Nas.-Kehlk.Heilk. 185, 548-575 (1965)
- 25.) Keidel, W.D., M. Spreng: Elektronisch gemittelte langsame Rindenpotentiale des Menschen bei akustischer Reizung.
Acta oto-laryng., Stockh., 56, 318-328 (1963)
- 26.) Keidel, W.D., M. Spreng: Computed Audio-Encephalograms in Man. (A technique of "objective" audiometry.)
Internat. Audiology 4, 56-60 (1965a)
- 27.) Keidel, W.D., M. Spreng: Audiometric aspects and multisensory power functions of electronically averaged evoked cortical responses in man.
Acta oto-laryng., Stockh., 59, 201-208 (1965b)
- 28.) Keidel, W.D., M. Spreng: Neurophysiological evidence for the Stevens Power function in man.
J. Acoust. Soc. Amer. 38, 191-195 (1965c)
- 29.) Kornhuber, H.H., L. Deecke: Hirnpotentialänderungen beim Menschen vor und nach Willkürbewegungen, dargestellt mit Magnetbandspeicherung und Rückwärtsanalyse.
Pflügers Arch. ges. Physiol. 281, 52 (1964)
- 30.) Kornhuber, H.H., L. Deecke: Hirnpotentialänderungen bei Willkürbewegungen und passiven Bewegungen des Menschen: Bereitschaftspotential und reafferente Potentiale.
Pflügers Arch. ges. Physiol. 284, 1-17 (1965)

- 31.) Mittenecker, E.: Planung und statistische Auswertung von Experimenten.
Wien: Verlag Franz Deuticke, 1963 (4. Auflage), 208 pp.
- 32.) Plattig, K.-H.: Über den elektrischen Geschmack. Reizstärkeabhängige evozierte Hirnpotentiale nach elektrischer Reizung der Zunge des Menschen.
Z. Biol. 116, 161-211 (1969a)
- 33.) Plattig, K.-H.: Psychogustatorische Ergebnisse bei elektrischer Reizung der menschlichen Zunge.
Pflügers Arch. 312, R 128 (1969b)
- 34.) Plattig, K.-H.: Taste sensations and evoked brain potentials after electric stimulation of tongue in man.
In: Gustation and Olfaction.
Eds.: G. Ohloff, A.F. Thomas,
Academic Press, London and New York 1971
- 35.) Plattig, K.-H.: On the Specifity of Single Human Tongue Papillae Studied by Electric Stimulation.
In: Olfaction and Taste IV.
Ed.: D. Schneider,
Wissenschaftl. Verlagsgesellschaft mbH, Stuttgart 1972
- 36.) Plattig, K.-H., J. Helmbrecht: Subjektive Schwellen- und Intensitätsabhängigkeitsmessungen am elektrischen Geschmack.
Pflügers Arch. ges. Physiol. 297, R 97 (1967)
- 37.) Plattig, K.-H., G. Kobal: Evoked potentials after electric stimulation of tongue in man: amplitudes and latencies depending on the recording site on skull.
Pflügers Arch. 332, R 75 (1972)
- 38.) Sachs, L.: Statistische Auswertungsmethoden.
Berlin-Heidelberg-New York: Springer 1969 (2. Auflage), 677 pp.
- 39.) Shaw, J.C., M. Roth: Potential distribution analysis.
II. A theoretical consideration of its significance in terms of electrical field theory.
Electroenceph. clin. Neurophysiol. 7, 243-284 (1955)
- 40.) Spreng, M.: Neue Möglichkeiten der Untersuchung menschlicher Informationsverarbeitung.
Kybernetik 1, 243-249 (1963)

- 41.) Spreng, M.: Ein kleines transistorisiertes Rechteckimpuls-Reizgerät.
Z. Biol. 114, 265-268 (1964)
- 42.) Spreng, M., W.D. Keidel: Human evoked cortical responses to auditory stimuli. Interaction, time course of adaption, influence of stimuli parameters.
XXII. Int. Congress of Physiological Sciences, Leiden 1962; Excerpta Medica, Int. Congress Series Nr. 48, 1010 (1962)
- 43.) Stevens, J.C., J.D. Mack, S.S. Stevens: Growth of sensation on seven continua as measured by force of handgrip.
J. exptl. Psychol. 59, 60-67 (1960)
- 44.) Stevens, S.S.: On the theory of scales of measurement.
Science 103, 677-680 (1946)
- 45.) Stevens, S.S.: The psychophysics of sensory function.
In: Sensory Communication.
Ed.: W.A. Rosenblith,
New York: J. Wiley & Sons 1961
- 46.) Vaughan jr., H.G., W. Ritter: The sources of auditory evoked responses recorded from the human scalp.
Electroenceph. clin. Neurophysiol. 28, 360-367 (1970)
- 47.) Walter, W.G.: The convergence and interaction of visual, auditory, and tactile responses in human nonspecific cortex.
In: Sensory evoked responses in man.
Ann. N.Y. Acad. Sci. 112, 320-361 (1964)
- 48.) Walter, W.G.: Slow potential waves in the human brain associated with expectancy, attention and decision.
Arch. Psychiat. Z. ges. Neurol. 206, 309-322 (1964)
- 49.) Walter, W.G., R. Cooper, V.J. Aldridge, W.C. McCallum, A.L. Winter: Contingent negative variation: An electric sign of sensorimotor association and expectancy.
Nature (Lond.) 203, 380-384 (1964)
- 50.) Walter, W.G., R. Cooper, H.J. Crow, W.C. McCallum, W.J. Warren, V.J. Aldridge, W. Storm van Leeuwen, A. Kamp:
Contingent negative variation and evoked responses recorded by radio-telemetry in free-ranging subjects.
Electroenceph. clin. Neurophysiol. 23, 197-206 (1967)

Meinem hochverehrten Lehrer Herrn Professor Dr. W.D. K e i d e l danke ich für die Ermöglichung der Arbeit auf dem interessanten Gebiet der Physiologie des Geschmacks, seine wohlwollende Förderung und wertvollen Anregungen.

Ebenso möchte ich Herrn Professor Dr. K.-H. P l a t t i g für seine Bemühungen um das Gelingen der Arbeit und die kritische Diskussion aller ihrer Teile danken.

Wertvolle Ratschläge bei elektronischen Problemen erteilte mir Herr Priv.-Doz. Dr. E. D a v i d .

Herrn K. B u r i a n danke ich für die sorgfältige Ausführung der Abbildungen und Herrn G. W i t z e l für die fachmännische Hilfe bei der Herstellung eines Gleichspannungsverstärkers.

Für apparative Unterstützung gebührt der Deutschen Forschungsgemeinschaft und dem Bundesministerium des Inneren aufrichtiger Dank.

Lebenslauf

Am 22.6.1946 wurde ich als Sohn des Bergmannes Franz Valentin K o b a l und seiner Frau Hermine K o b a l , geb. R a m s a k , in Gladbeck i.W. geboren. Von 1947 bis 1951 lebte ich mit meinen Eltern und meinem Bruder in der Nähe von Celje in Jugoslawien.

In der Zeit von 1953 bis 1957 besuchte ich die Volksschule in Gelsenkirchen, anschließend bis 1966 das Städtische Neusprachliche Gymnasium in Gladbeck. Nach meiner Reifeprüfung studierte ich in Erlangen Medizin und legte dort meine ärztliche Prüfung im Jahre 1972 ab; neben meinem Medizinstudium belegte ich seit dem Sommersemester 1970 auch Philosophie.

Am 24. November 1966 heiratete ich Fräulein Iris Z a n d e r , und am 16. November 1969 wurde unsere Tochter Saskia geboren.

Meine dreizehnmonatige Medizinalassistentenzeit absolvierte ich an der Medizinischen und Chirurgischen Universitätsklinik in Erlangen, sowie am I. Physiologischen Institut der Universität Erlangen-Nürnberg.

Seit 1. November 1973 bin ich Verwalter einer wissenschaftlichen Assistentenstelle am I. Physiologischen Institut der Universität Erlangen-Nürnberg.



Buchdruckerei Ludwig Müller - 852 Erlangen, Fahrstraße 5